

## 一种快速调强放射治疗直接子野优化方法

王 捷, 裴 曦, 曹瑞芬, 胡丽琴, 吴宜灿  
中国科学院核能安全技术研究所, 安徽 合肥 230031

**【摘 要】目的:** 调强放射治疗是治疗癌症的一种主要手段。对放射治疗计划进行优化是实现调强放射治疗的关键步骤。传统的直接子野优化方法比较耗时, 为了改进此缺点, 本文提出一种基于共轭梯度法的快速直接子野优化方法。**方法:** 将多叶光栅的叶片位置和子野的权重同时纳入问题模型, 将该直接子野优化问题建模为一个非线性数学优化问题。直接求解该问题比较困难, 采用“分而治之”的策略, 将其分解为两个较容易的子问题。第一步采用共轭梯度法来优化子野权重, 第二步通过移动叶片的方法来优化子野形状, 两个步骤交替进行, 最终在较短时间内找到满足要求的治疗方案。**结果:** 本文对两个临床病例: 胰腺肿瘤病例和头部肿瘤进行了测试。对胰腺肿瘤病例的优化用了 3 min 20 s, 优化后靶区和危及器官的剂量体积直方图以及等剂量线均满足临床要求。对头部肿瘤病例的优化用了 9 min 37 s, 尽管该病例包含较多的勾画器官, 器官分布较集中, 对优化提出了较大挑战, 但优化后靶区和危及器官的剂量体积直方图以及等剂量线还是能较好的满足临床要求。**结论:** 本文提出的方法很好的解决了调强放射治疗中一个复杂的非线性优化问题, 对临床两例实际病例的测试结果显示, 该方法可以在较短时间内找到满足要求的治疗方案, 有较好的临床实用价值。

**【关键词】** 直接子野优化; 调强放疗; 共轭梯度法; 子野权重

**【DOI 编码】** doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.002

**【中图分类号】** R854.7 6

**【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2015)01-04-04

## A Fast Direct Aperture Optimization Method for Intensity Modulated Radiation Therapy

WANG Jie, PEI Xi, CAO Rui-fen, HU Li-qin, WU Yi-can

Institute of Nuclear Energy Safety Technology, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China

**Abstract:** Objective Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) is a main method to cure cancer and optimizing the treatment plans of radiation therapy is a key step to implement radiation therapy. The traditional direct aperture optimization method is time-consuming. To overcome this, a fast conjugate gradient-based direct aperture optimization method was proposed. **Methods** The leaf positions of multi-collimator and weights of apertures were both included in the problem model. And it was formulated as a nonlinear mathematic optimization problem. To solve it directly was difficult, divide-and-conquer strategy was adopted and the problem was divided into two easier problems. First, conjugate gradient algorithm was used to optimize the weight of apertures. Second, optimizing the shapes of apertures by moving the MLC leaves. The combination of the two steps could give a good resolution in a relatively short time. **Results** Two clinical cases: pancreas cancer and head cancer were tested. Optimization of the pancreas cancer took 3 minutes 20 seconds. Optimization results of Dose-Volume histogram and isodose line showed that the treatment plan could meet the conventional clinical requirement. Optimization of the head cancer took 9 minutes 37 seconds. Though this case includes more delineated organs that distribute close to each other, which was a big challenge to optimization, optimization results of the Dose-Volume histogram and isodose line showed that the treatment plan could still meet the conventional clinical requirement well. **Conclusion** The proposed method could solve a difficult nonlinear optimization problem in IMRT well. Test results of two clinical cases showed that the method could generate a resolution meeting the clinical requirement in a relatively short time, and has a good practical value in clinic.

**Key words:** direct aperture optimization; intensity modulated radiation therapy; conjugate gradient algorithm; aperture weight

**【收稿日期】** 2014-07-30

**【基金项目】** 国家青年自然科学基金(30900386; 81101132)

**【作者简介】** 王捷, 男, 江苏南通人, 博士, 从事放射治疗中逆向问题的优化研究; Tel: 15205603186; E-mail: jie.wang@fds.org.cn

**【通讯作者】** 胡丽琴, E-mail: liqin.hu@fds.org.cn

### 前言

调强放射治疗(简称调强放疗)是一种有效的治疗肿瘤的手段, 同时也是放射治疗技术研究的热点。调强放疗的核心思想是: 调节射束剖面上的单个小射

束的强度,使得靶区形成均一的高剂量场,同时要保证靶区附近的危及器官(Organ at Risk,简称 OAR)和其它正常组织所受的照射剂量不超过它们的耐受剂量。调强放射治疗技术有多种,传统的调强放射治疗技术是“两步法”调强放射治疗技术。此方法第一步优化出单个射野方向上的强度分布图,第二步经过“子野分割”步骤对强度分布图进行子野分割,产生可以被多叶准直器(MLC)直接实施照射的子野。“两步法”是一种比较成熟的技术,已经在临床上使用多年。但是“两步法”的第二步通常会产生很多子野,这大大降低了加速器的使用效率;而且还会产生很多子野面积很小的“子野碎片”,这些子野在实际照射的过程当中将会由于散射效应产生较大的误差。由于现在各大厂商制造出的 MLC 规格不尽相同,所以在进行强度分布优化时,MLC 的实际约束并没有被考虑,这样就造成了优化出来的强度分布图不是最优解。直接子野优化技术的出现克服了上述传统“两步法”的种种不足,它将实际的 MLC 约束带入优化算法考虑,因此,最后的优化结果就是可以实施照射的子野,而且,最后优化出的子野个数比传统的“两步法”少很多,极大地提高了治疗效率。本文发展了一种基于共轭梯度算法的直接子野优化方法,由于共轭梯度法的快速收敛特性,所以本方法可以在较短的时间内找到一个较优解。用于剂量计算的方法有多种<sup>[1]</sup>,本文采用一种有限笔形束剂量计算方法。本文研究的算法在 FDS 团队<sup>[2-8]</sup>自主开发的精确放射治疗系统<sup>[9-13]</sup>(Advanced/Accurate Radiotherapy System,简称 ART-S)中获得应用。

## 1 模型及方法

### 1.1 目标函数

逆向优化里常用的优化模型有两种:物理模型和生物模型。物理模型在临床上被广泛使用,相对于生物模型来说,它更容易操作。目标函数的选取关系到优化的复杂程度,通常的逆向优化方法采用下面的差方和函数来作为目标函数:

$$\min_{m \geq 0} \sum_m w_m \sum_{i \in m} (d_i^d - d_i^p)^2 \quad (1)$$

其中, $m$ 为总的器官个数(包括靶区器官和危及器官), $w_m$ 为器官的权重, $i$ 为第 $m$ 个器官里的采样点, $d_i^p$ 为第 $m$ 个器官里第 $i$ 个采样点的处方剂量, $d_i^d$ 为第 $m$ 个器官里第 $i$ 个采样点接收到的剂量。

通常对于计划靶区(Planning Tumor Volume,简称 PTV)和 OAR 给出的剂量约束是:(1)对于 PTV,给出两个约束剂量和一个处方剂量,最低剂量  $D_{\min}^{\text{PTV}}$ ,最高剂量  $D_{\max}^{\text{PTV}}$  和处方剂量  $D_p^{\text{PTV}}$ ,只有剂量值介于最低剂量和最高剂量二者之间的采样点才是符合要求的,剂量值不在二者之间的采样点则对目标函数值有贡

献。(2)对于 OAR,只有一个剂量值,称为耐受剂量  $D_{\max}^{\text{OAR}}$ 。

低于耐受剂量  $D_{\max}^{\text{OAR}}$  的采样点对目标函数值没有贡献,只有超过耐受剂量  $D_{\max}^{\text{OAR}}$  的采样点才会对目标函数值有贡献。在本文中,采用的目标函数具体表述如下:

$$\min f(w_{\text{PTV}} f_{\text{PTV}}(x^k) + \sum_{i=1}^{N_{\text{OAR}}} w_i f_i(x^k)) \quad (2)$$

其中, $k$ 代表第 $k$ 步迭代, $w_{\text{PTV}}$ 为 PTV 的权重, $w_i$ 为第 $i$ 个 OAR 的权重,它们的和为1:

$$w_{\text{PTV}} + \sum_{i=1}^{N_{\text{OAR}}} w_i = 1 \quad (3)$$

另外, $f_{\text{PTV}}(x^k)$ 和  $f_i(x^k)$ 的具体表示如下:

$$f_{\text{PTV}}(x^k) = \frac{1}{M_{\text{PTV}}} \sum_{i=1}^{N_{\text{PTV}}} \delta_i \frac{(d_i - D_{\text{PTV}})^2}{(D_p^{\text{PTV}})^2} \quad (4)$$

$$f_i(x^k) = \frac{1}{M_i} \sum_{j=1}^{M_i} \delta_j \frac{(d_j - D_{\max}^i)^2}{(D_{\max}^i)^2} \quad (5)$$

$$\delta_i = 0 \text{ 或 } 1 \quad (6)$$

$$d_i(x^k) = \sum_{m=1}^{N_{\text{beam}}} a_{im} x_m^k \quad (7)$$

目前,临床上医生给的靶区剂量有两种形式:剂量和剂量体积。剂量体积约束包括:(1)靶区剂量在剂量值  $a$  以上的体积不低于  $b\%$ ;(2)OAR 剂量在剂量值  $a$  以上的体积不高于  $b\%$ 。若给出的是剂量体积约束,本文给出一种计算方法:(1)首先对此器官内的采样点从大到小排序,(2)用采样点总个数  $N$  乘以体积百分比得到  $N_1$ ,对于给定的剂量值  $a$  可以在采样点中匹配一个值,由此可以确定一个下标  $N_2$ 。当剂量体积约束被施加在 PTV 时,若  $N_2 > N_1$ ,说明未能有足够的采样点达到要求,则下标处于  $N_1$  和  $N_2$  之间的采样点要贡献给最终的目标函数,若  $N_2 \leq N_1$ ,则说明达到了约束要求;当剂量体积约束被施加在 OAR 时,当  $N_2 > N_1$  时,说明大于剂量值  $a$  的点数超过了最大限度  $N_1$ ,则下标处于  $N_1$  与  $N_2$  之间的采样点对最终的目标函数有贡献,若  $N_2 \leq N_1$ ,则说明达到了约束要求。

### 1.2 优化方法

直接子野优化技术是一种直接将实际的 MLC 约束条件带入优化算法的优化技术。直接子野优化技术把以下3个变量作为输入参数:(1)射野方向;(2)射线能量;(3)子野个数;对以下两个变量进行优化,它们是(1)MLC 叶片位置;(2)每个子野所对应的 MU<sup>[12]</sup>。共轭梯度法是一种常用的优化方法。它的特点是:算法简便,所需存储空间小,收敛速度快,适合求解大规模

模优化问题。经分析不难得出,目标函数是一个复杂的非凸函数,所以直接应用共轭梯度法求解是不可行的。本文提出的算法采用以下策略:将子野形状和子野 MU 分开进行优化,用共轭梯度法对子野 MU 进行优化,采用枚举法对叶片形状进行优化。总的算法步骤如下:

- (1)选取初始值  $x^0, y^0$ , 给定终止误差  $\varepsilon > 0$ ;
- (2)计算  $\nabla f(x^0)$ , 若  $\|\nabla f(x^0)\| \leq \varepsilon$ , 停止迭代, 输出  $x^0$ , 否则进行第 4 步;
- (3)取  $p^0 = -\nabla f(x^0)$ , 令  $k := 0$ ;
- (4)采用 Goldstein 非精确线性一维搜索求  $t_k$ , 使得  $f(x^k) + t_k p^k = \min_{t \geq 0} f(x^k + t p^k)$ , 令  $x^{k+1} = x^k + t_k p^k$ , 将  $x^{k+1}$  向量中的负值置为 0;
- (5)计算  $\nabla f(x^{k+1})$ , 若  $\|\nabla f(x^{k+1})\| \leq \varepsilon$ , 停止迭代, 输出  $x^{k+1}$ , 否则进行第 6 步;
- (6)若  $k+1=n$ , 则令  $x^0 = x^n$ , 转第 3 步, 否则进行第 7 步;
- (7)计算  $p^{k+1} = -\nabla f(x^{k+1}) + \lambda_k p^k$ , 令  $k := k+1$ , 转第 4 步;
- (8)用枚举法遍历叶片位置, 若目标函数值下降, 则接受当前叶片位置的变化。

## 2 测试及结果

为了测试这种快速调强放疗直接子野优化方法的有效性, 本文采用 1 例胰腺肿瘤实例和 1 例头部肿瘤实例进行测试。采用的测试计算机的配置如下: Inter(R) Core (TM) 2 Duo CPU E7200 @ 2.53 GHz 2.53 GHz, 2.00 GB 内存; 操作系统为 Windows XP。最后对得到的等剂量分布图和剂量体积直方图(DVH)进行分析和评估。

### 2.1 胰腺肿瘤病例

本文还测试了一例胰腺肿瘤病例。此病例共有 62 张 CT 片, 勾画的区域有靶区, 脊髓, 肾。图 1 给出了它们的分布情况。采用 6 个共面射束, 角度分别为: 20, 70, 90, 130, 180 和 290。

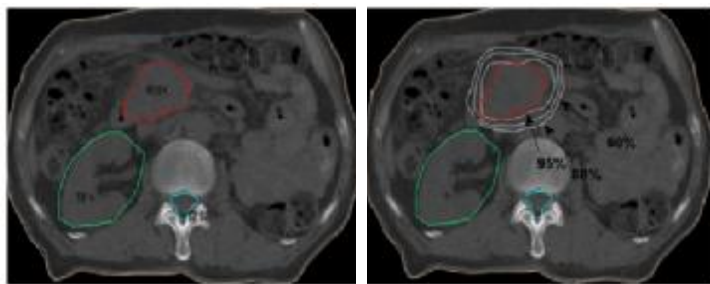


图 1 胰腺肿瘤患者勾画器官分布图  
Fig.1 Organ Distribution of  
Pancreatic Cancer Case

图 2 胰腺肿瘤患者等剂量线分布  
Fig.2 Isodose Line of Pancreatic  
Cancer Case

根据临床上常用的剂量约束, 设置为: 靶区最小剂量为 7000 cGy, 最大剂量为 7500 cGy, 处方剂量为 7200 cGy; 脊髓的最大剂量为 4700 cGy; 肾的最大剂量为 3000 cGy。

经过 3 min 20 s 的优化, 得到了最终的优化结果。图 2 是优化后的等剂量线分布, 图 3 则给出了剂量体积直方图。

从等剂量线分布图可以看出, 95% 的等剂量曲线基本和肿瘤靶区吻合, 80% 和 60% 的等剂量线也是紧紧的包围在四周, 两个正常组织器官被完全避开。DVH 图中可以看出, 肾和脊髓都完全满足了约束条件, 肿瘤靶区也实现了很好的均一适形。

### 2.2 头部肿瘤病例

本文采用的头部肿瘤病例有 57 张 CT 片, 勾画的区域有靶区, 眼睛和脊髓, 图 4 是它们的分布图。采用 5 个共面射束, 角度分别为: 30°, 120°, 200°, 240° 和 270°。

根据临床上常用的剂量约束, 设置为: 靶区最小剂量为 7000 cGy, 最大剂量为 7500 cGy; 处方剂量为 7200 cGy; 眼睛的最大承受剂量为 1000 cGy; 脊髓所能承受的最大剂量为 5300 cGy。

经过 9 min 37 s 的优化, 得到了最终的优化结果。图 5 给出优化得到的等剂量线, 图 6 则给出了剂量体积直方图。

从该病例的 CT 片可以看出, 这是一个比较难优化的问题, 因为肿瘤靶区毗邻危及器官。尽管如此 95% 的等剂量曲线还是基本和肿瘤靶区吻合。80% 和 60% 的等剂量线也尽可能的避开了两端的危及器官。DVH 图中可以看出, 左眼、右眼和脊髓都较好的满足了处方剂量条件。肿瘤靶区虽与约束条件大致吻合, 但由于被夹在危及器官之间, 剂量稍稍偏低一点。

## 3 结论

本文发展了一种快速的基于共轭梯度算法的直接子野优化方法。该方法首先用共轭梯度法对子野权重进行优化, 然后对子野的形状进行优化。由于共轭

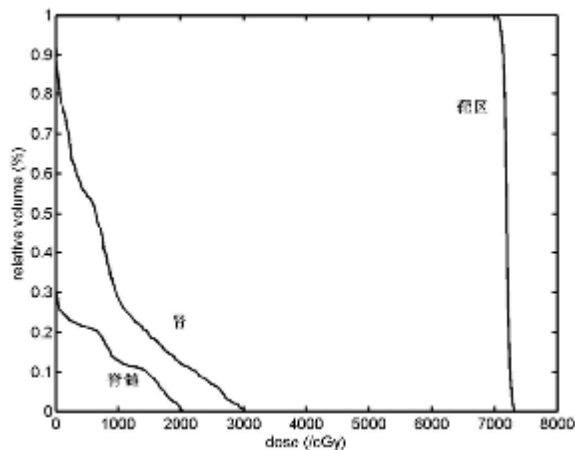


图 3 胰腺肿瘤病例器官剂量体积直方图

Fig.3 Dose Volume Histogram Graph of Pancreatic Cancer Case





图 4 勾画器官分布图

Fig.4 Organ Distribution of  
Head Cancer Case

图 5 等剂量线分布

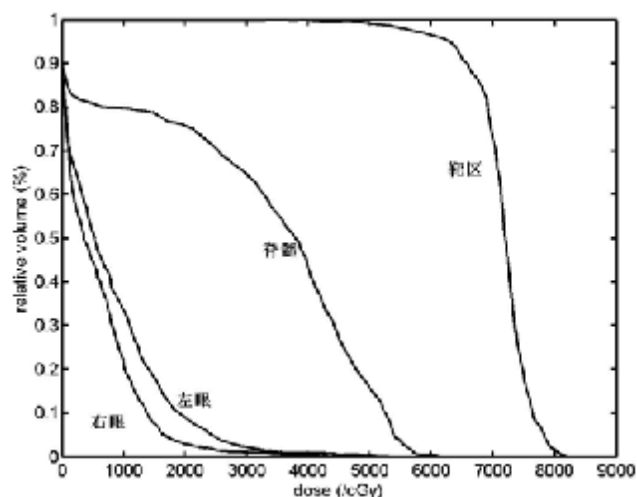
Fig.5 Isodose Line of Head  
Cancer Case

图 6 头部肿瘤病例器官的剂量体积直方图

Fig.6 Dose Volume Histogram Graph of Head Cancer Case

梯度法的快速收敛特性,使得此方法具有快速的特点。对临床上两个实例的测试结果显示,优化结果能够满足临床要求,验证了该方法的可行性。该方法可以作为调强放疗计划系统中的直接子野优化方法的算法。

#### 4 致谢

本文的研究工作在 FDS 团队的支持下完成,在此对他们表示感谢

#### 【参考文献】

- [1] 杨海燕,王军良,周振山,等. AAA 算法和 PBC 算法在鼻咽癌调强放疗中剂量分布的比较 [J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(4): 4245-4247.  
Yang HY, Wang JL, Zhou ZS, et al. Comparison of dose distribution of anisotropic analytical algorithm (AAA) and pencil beam convolution (PBC) Algorithm for intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment of nasopharyngeal [J]. Chinese Journal Medical Physics, 2013, 30(4): 4245-4247.
- [2] Wu YC, Xie ZS, Fischer U. A discrete ordinates nodal method for one-dimensional neutron transport calculation in curvilinear geometries[J]. Nucl Sci Eng, 1999, 133(3).
- [3] Wu YC. Conceptual design activities of FDS series fusion power plants in China[J]. Fusion Eng Des, 2006, 81(23): 2713-2718.
- [4] Wu YC. CAD-based interface programs for fusion neutron transport simulation[J]. Fusion Eng Des, 2009, 84(7): 1987-1992.
- [5] Wu YC. Design analysis of the China dual-functional lithium lead (DFLL) test blanket module in ITER [J]. Fusion Eng Des, 2007, 82: 1893-1903.
- [6] Wu YC. Conceptual design and testing strategy of a dual functional lithium-lead test blanket module in ITER and EAST [J]. Nuclear Fusion, 2007, 47(11): 1533-1539.
- [7] Qiu LJ, Wu YC, Xiao BJ, et al. A low aspect ratio tokamak transmutation system[J]. Nuclear Fusion, 2000, 40: 629-633.
- [8] Qiu LJ, Xiao BJ, Chen YP, et al. A low aspect ratio tokamak transmutation reactor[J]. Fusion Eng Des, 1998, 41: 437-442.
- [9] 吴宜灿,李国丽,陶声详,等. 精确放射治疗系统 ARTS 的研究与发展[J]. 中国医学物理学杂志, 2005, 22(6): 283.  
Wu YC, Li GL, Tao SX, et al. Research and Development of an Accurate Advanced Radiation Therapy System (ARTS)[J]. Chinese Journal Medical Physics, 2005, 22(6): 283.
- [10] Wu YC, Song G, Cao RF, et al. Development of accurate/advanced radiotherapy treatment planning and quality assurance system (ARTS) [J]. Chinese Physics C (HEP & NP), 2008, 32(Suppl. II): 177.
- [11] Li GL, Wu YC, Zhang J. A multi-objective hybrid genetic based optimization for external beam radiation[J]. Plasma Science and Technology, 2006, 8(2): 234-236.
- [12] Cao RF, Li GL, Wu YC. A self-adaptive evolutionary Algorithm for multi-objective optimization [J]. Advanced Intelligent Computing Theories and Applications, 2007, 4682: 553.
- [13] Pei X, Cao RF, Liu H, et al. Beam orientation optimization using ant colony optimization in intensity modulated radiation therapy [J]. WASET, 2011, 56: 661.
- [14] Shepard DM, Earl MA, Li AX, et al. Direct aperture optimization: a turnkey solution for step-and-shoot IMRT [J]. Med Phys, 2002, 29, 1007.